

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年 9月21日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-287109

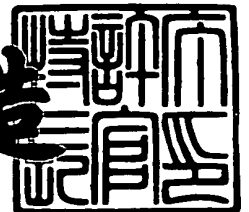
出 願 人
Applicant(s):

日本特殊陶業株式会社

2001年 5月18日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3042347

【書類名】 特許願

【整理番号】 PI593NGK

【提出日】 平成12年 9月21日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61M 16/00

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県名古屋市瑞穂区高辻町14番18号 日本特殊
 陶業株式会社内

 【氏名】 八木 秀明

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県名古屋市瑞穂区高辻町14番18号 日本特殊
 陶業株式会社内

 【氏名】 秋山 純一

【特許出願人】

 【識別番号】 000004547

 【氏名又は名称】 日本特殊陶業株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100082500

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 足立 勉

 【電話番号】 052-231-7835

【選任した代理人】

 【識別番号】 100106035

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 田中 敏博

 【電話番号】 052-231-7835

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007102

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9902936

【プールの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 酸素濃縮器及び制御装置並びに記録媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 空気中から酸素を濃縮して酸素濃縮気体とし、呼吸同調機能によって、前記酸素濃縮気体を使用者の吸気に応じて供給する酸素濃縮器であって

、
前記酸素濃縮気体を前記使用者の吸入器具に供給する酸素出口と、前記使用者の呼吸の状態を検知するために前記吸入器具が接続される呼吸検知口と、を備えたことを特徴とする酸素濃縮器。

【請求項 2】 前記呼吸同調を行う場合には、前記酸素濃縮気体を、呼吸サイクルの吸気期間にて、連続的に供給可能な連続ベース流量を上回る第 1 流量で供給し、且つ、前記呼吸サイクルの呼気期間にて、前記連続ベース流量を下回る第 2 流量で供給することを特徴とする前記請求項 1 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 3】 前記呼吸同調を行わない場合には、前記酸素濃縮気体を、連続的に供給可能な連続ベース流量以下の第 3 流量で供給することを特徴とする前記請求項 1 又は 2 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 4】 前記呼吸検知口に到る流路には、前記使用者の呼吸の状態を検出するセンサを配置したことを特徴とする前記請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 5】 前記センサにより、前記吸気又は呼気の状態を検出し、該センサの信号に基づいて、前記酸素濃縮気体の供給状態を制御することを特徴とする前記請求項 4 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 6】 前記センサの信号に基づいて、前記吸気又は呼気の状態を 1 又は複数回検出し、この検出した吸気又は呼気の状態に基づいて、その後の前記酸素濃縮気体の供給の開始又は終了のタイミングを決定することを特徴とする前記請求項 4 又は 5 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 7】 前記酸素出口に到る酸素濃縮気体のメインの供給経路に、その流路の開閉状態を調節する制御部材を配置するとともに、前記制御部材をバイパスするバイパス流路を設けたことを特徴とする前記請求項 1 ～ 6 のいずれかに記

載の酸素濃縮器。

【請求項 8】 前記バイパス流路に、その流量を調節する流量調節器を設けたことを特徴とする前記請求項 7 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 9】 空気中から酸素を濃縮して酸素濃縮気体とし、呼吸同調機能によって、前記酸素濃縮気体を使用者の吸気に応じて供給する酸素濃縮器であって、

前記呼吸同調を行う場合には、前記酸素濃縮気体を、呼吸サイクルの吸気期間にて、連続的に供給可能な連続ベース流量を上回る第 1 流量で供給し、且つ、前記呼吸サイクルの呼気期間にて、前記連続ベース流量を下回る第 2 流量で供給することを特徴とする酸素濃縮器。

【請求項 10】 前記呼吸同調を行わない場合には、前記酸素濃縮気体を、連続的に供給可能な連続ベース流量以下の第 3 流量で供給することを特徴とする前記請求項 9 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 11】 前記呼吸同調を行う場合には、前記使用者の呼吸サイクルの 25～40% に当たる吸気期間に、前記第 1 流量の酸素濃縮気体を供給することを特徴とする前記請求項 2～10 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 12】 前記連続ベース流量が毎分 4 L 以下であることを特徴とする前記請求項 2～11 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 13】 前記酸素濃縮気体の供給経路において、酸素濃縮部の下流側に、前記呼吸タイミングの呼気期間に供給される酸素濃縮気体を蓄えるタンクを備えたことを特徴とする前記請求項 1～12 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 14】 前記酸素濃縮気体の供給経路において、酸素濃縮部の下流側に、前記酸素濃縮気体の安定供給のために、複数のタンクを直列に接続したことを特徴とする前記請求項 1～13 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 15】 500 mL 以上のタンクを直列に 2 個接続したことを特徴とする前記請求項 14 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 16】 前記複数のタンクの間、前記酸素濃縮部側への逆流を防止する逆止弁を配置したことを特徴とする前記請求項 14 又は 15 に記載の酸素濃縮器。

【請求項 1 7】 前記連続ベース流量以下の第 3 流量に設定された場合には、前記酸素濃縮気体を連続して供給し、前記連続ベース流量を上回る前記第 1 流量に設定された場合には、前記呼吸同調による酸素濃縮気体の供給の制御に切り換えるスイッチを備えたことを特徴とする前記請求項 3 ～ 1 6 のいずれかに記載の酸素濃縮器。

【請求項 1 8】 前記請求項 1 ～ 1 7 のいずれかに記載の酸素濃縮器の動作の制御を行うことを特徴とする制御装置。

【請求項 1 9】 前記請求項 1 8 に記載の制御装置の機能を実現するための手段を記録したことを特徴とする記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば空気中から窒素を吸着して除去することにより、高濃度の酸素を患者等に供給することができる酸素濃縮器及びその制御装置並びに記録媒体に関するものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来より、例えば空気中から窒素を吸着して除去して酸素濃縮気体を製造することにより、高濃度の酸素を患者に供給することができる医療用酸素濃縮器は、在宅酸素療法などに使用されている。

【0 0 0 3】

この種の酸素濃縮器を使用する患者は、元々肺機能が健常人と違って弱いため、酸素濃縮器と一日中一緒に生活を共にしなければならず、そのため、日常的に好適に使用できる酸素濃縮器が望まれている。

ところで、患者の症状が軽い場合には、通常、2 L (リットル) / 分以下 (以下分を省略することがある) の酸素濃縮気体の流量 (以下酸素流量と記すことがある) で足りるが、その症状が重くなった場合には、2 L 以上の酸素流量が必要であり、安全を見込んで 5 ～ 7 L 程度の酸素流量が要求される。

【0 0 0 4】

【発明が解決しようとする課題】

この場合、酸素濃縮器の容量を大きくすれば、高流量の酸素濃縮気体の供給が可能であるが、その場合には、酸素濃縮器の装置が大きくなることで、下記①～③の問題が生ずる。

【0005】

①装置の容積や重さが増加するので、介護者が酸素濃縮器を運んだり、移動する時に大きな負担となる。

例えば、装置を患者宅まで運び設置を行うディーラーまたは介護者は、装置が大きいため、1人では設置の作業が出来ず、相当の負担である。

【0006】

②消費電力の増大によって電気代が多くかかり、コスト的な負担が増加する。

例えば、5～7 Lの容量の装置（5～7 L機）の消費電力（450 W）は、従来の2 L機または3 L機の2倍近いものとなる。

③騒音が大きくなり、患者の安眠の妨げになる。また、この騒音の対策を施すと、更に装置の容積や重さが増加する。

【0007】

例えば、作動時の騒音の対策として、防音材などを配置すると、装置の容積や重量が更に肥大化し、その重量（45 Kg）は、従来の2 L機または3 L機の2倍近いものとなるが、それにもかかわらず、騒音は依然として大きく、患者にとって安眠できるものでない。

【0008】

つまり、従来の医療用酸素濃縮器は、通常の酸素濃縮器の延長線であり、例えば5 Lの酸素を供給するためには、コンプレッサの容量や、窒素を吸着させる吸着材の量を増したり、コンプレッサで圧縮した空気を吸着材に送る制御を行う電磁バルブも流量に合せた口径の大きいものを使用しなければならず、必然的に部品が大型化して、上記①～③の問題が生じてしまう。

【0009】

また、上述した酸素濃縮器とは別の技術として、患者が旅行や通院する時に携帯する酸素ポンベに関する技術がある。

これは、酸素ポンベの利用時間を長持ちさせるために、呼吸に同調して酸素を供給する呼吸同調器を併用し、ポンベの酸素消費を抑える技術である。

【 0 0 1 0 】

この呼吸同調器とは、人の吸気と呼気の関係が一般的には 1 : 2 の関係にあることを利用し、センサにより吸気を感知した場合に、酸素ポンベからパルス的に高濃度の酸素を供給するものである。

しかしながら、この技術は、酸素ポンベから高圧の酸素を吸気の開始とともに短時間供給するだけであるので、酸素ポンベの酸素消費量や駆動のための電池の消費量を低減できるという利点はあるものの、通常の呼吸状態とは異なるので、患者にとっては違和感があるという別の問題があった。

【 0 0 1 1 】

更に、近年では、この酸素ポンベにおける呼吸同調の技術を、酸素濃縮器に適用した技術（特開平 8 - 1 8 7 2 8 9 号公報等参照）が提案されているが、上述した装置の大型化に伴う問題点を解消するための効果的な研究は、殆どなされていないのが現状である。

【 0 0 1 2 】

本発明は、前記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、小型の装置で高流量の酸素濃縮気体を違和感なく供給できる酸素濃縮器及びその制御装置並びに記録媒体を提供することである。

【 0 0 1 3 】

【課題を解決するための手段】

本発明者らは、例えば吸気を感知するセンサを酸素濃縮器に配置して、呼吸同調の制御を行うことにより、理論的に酸素濃縮器の連続供給能力の 3 倍まで酸素濃縮気体を流すことができることを見い出し、更に、呼気時に酸素濃縮気体を連続して供給することにより、呼吸同調のわずかな遅れによる違和感を無くすこと、及び呼吸同調しなかった場合の安全性向上の対策を見い出し、本発明を完成した。

【 0 0 1 4 】

例えば連続供給能力が 3 L / 分の酸素濃縮器に呼吸同調機能を付加し、 1 . 5

L／分の連続流を流しても、吸気時に理論的には6 L／分まで対応できることになり、装置のコンパクト性、消費電力、騒音等は3 L機のまま利用できることになって、患者及び介護関係者にとって非常に利点が多いものになる。

【 0 0 1 5 】

以下、各請求項毎に説明する。

(1) 請求項1の発明は、空気中から酸素を濃縮して酸素濃縮気体とし、呼吸同調機能によって、前記酸素濃縮気体を使用者の吸気に応じて供給する酸素濃縮器であって、前記酸素濃縮気体を前記使用者の吸入器具に供給する酸素出口と、前記使用者の呼吸の状態を検知するために前記吸入器具が接続される呼吸検知口と、を備えたことを特徴とする酸素濃縮器を要旨とする。

【 0 0 1 6 】

本発明の酸素濃縮器では、酸素出口と呼吸検知口を備えている。

このうち、酸素出口は、使用者に酸素濃縮気体を供給する開口部であり、この酸素出口から、例えば呼吸同調しない場合には、一定流量を連続的に供給し、また、呼吸同調する場合には、呼吸サイクルに応じて供給流量を変化させて供給する。

【 0 0 1 7 】

一方、呼吸検知口は、使用者の呼吸の状態を検知するために、吸入器具（例えば鼻カニューラのチューブ）が接続される開口部であり、この呼吸検知口からは酸素濃縮気体は供給されない。よって、この呼吸検知口に例えば圧力センサを配置することにより、吸入器具を介して伝わる圧力変化にを検知することにより、使用者の呼吸の状態（吸気や呼気のタイミング）を把握することができる。

【 0 0 1 8 】

特に、呼吸同調を行う場合に、呼吸サイクルの吸気期間及び呼気期間において、（供給流量を変化させながら）酸素濃縮気体を連続的に供給するときには、酸素出口に圧力センサを配置しても、呼吸の状態（呼吸による圧力変化）を検出しにくい。

【 0 0 1 9 】

しかし、本発明では、酸素出口とは別に（酸素濃縮気体が供給されない）呼吸

検知口を設けているので、この呼吸検知口に例えば圧力センサを配置することにより、呼吸の状態を正確に把握することができる。よって、この把握した呼吸の状態に応じて、呼吸同調における制御（流量を変化させる制御）を、精密に行うことができる。

【 0 0 2 0 】

・ここで、前記呼吸同調とは、使用者の自発呼吸サイクルにおける吸気や呼気の動作に実質的に対応して、酸素濃縮気体の供給流量を変化させる動作を示している。

・前記酸素濃縮を行う構成としては、例えば空気中の窒素を選択的に吸着して除去する吸着剤を利用したものや、酸素選択透過膜を利用したものが挙げられる。

【 0 0 2 1 】

・尚、本発明は、例えば鼻カニューラを用いた、いわゆる開放型にて酸素供給を行う場合に、好適に適用できる。

（２）請求項２の発明では、呼吸同調を行う場合には、酸素濃縮気体を、呼吸サイクルの吸気期間にて、連続的に供給可能な連続ベース流量を上回る第１流量で供給し、且つ、呼吸サイクルの呼気期間にて、連続ベース流量を下回る第２流量で供給する。

【 0 0 2 2 】

本発明は、呼吸同調を行う場合の制御を例示している。

本発明では、連続的に供給可能な連続ベース流量（即ち連続して供給できる最大流量である連続供給能力）として、例えば３Ｌ機では毎分３Ｌの連続ベース流量が設定されている場合に、呼吸同調を行うときには、呼吸サイクルの吸気期間にて、酸素濃縮気体を連続ベース流量を上回る第１流量（例えば毎分５Ｌ）で供給する。また、呼吸サイクルの呼気期間にて、連続ベース流量を下回る第２流量（例えば毎分２Ｌ）で供給する。

【 0 0 2 3 】

つまり、本発明では、呼吸サイクルの吸気期間と呼気期間にかかわらず、酸素濃縮気体を供給するのであるが、吸気期間では高流量供給し、呼気期間では低流

量を自由に設定して供給することができる。

この様に、本発明では、吸気期間に酸素濃縮気体を高流量供給できるとともに、呼気期間にもある程度の流量を供給できるので、通常の呼吸と同様に、使用者にとって違和感のない呼吸ができ、しかも安全性が高いという顕著な効果を奏する。

【 0 0 2 4 】

また、本発明では、呼気期間には、連続ベース流量を下回る低流量の酸素濃縮気体を供給できれば良いので、例えば 3 L 機のような小さな体格（重量及び容積）の装置で済む。つまり、小さいな体格の装置であるにもかかわらず、必要な場合（呼吸同調における吸気期間）には、高流量の酸素を供給することができる。

【 0 0 2 5 】

よって、本発明によれば、①容積や重さが増加しないので、ディーラーや介護者の運搬の負担が少ない、②消費電力が増加しないので、電気代が少ない、③騒音が少なく患者の安眠の妨げにならず、また、騒音の対策を施した場合でも、それほど容積や重さが増加しない等の効果がある。

【 0 0 2 6 】

尚、前記連続ベース流量、第 1 流量、第 2 流量は、一定時間内にどの程度の酸素濃縮気体を供給できるかを示す単位流量であり、例えば 1 分間に供給できる（1 気圧時における）気体の体積で示すことができる。

（3）請求項 3 の発明では、呼吸同調を行わない場合には、酸素濃縮気体を、連続的に供給可能な連続ベース流量以下の第 3 流量で供給する。

【 0 0 2 7 】

本発明は、呼吸同調を行わない場合を例示したものである。

本発明では、呼吸同調をしない場合（即ち連続供給する場合）には、連続ベース流量以下の低流量の酸素濃縮気体を供給できれば良いので、例えば 3 L 機の小さな体格（重量及び容積）の装置で済む。つまり、小さな体格の装置であるにもかかわらず、必要な場合（呼吸同調を行う場合）には、高流量の酸素を供給することができるという顕著な効果を奏する。従って、前記請求項 2 と同様に前記①～③の効果がある。

【 0 0 2 8 】

(4) 請求項4の発明では、呼吸検知口に到る流路には、使用者の呼吸の状態を検出するセンサを配置している。

従って、呼吸同調を行う場合に、供給流量が変動したときでも、このセンサにより、使用者の呼吸の状態、即ち吸気や呼気の開始や終了のタイミングを正確に検出することができる。

【 0 0 2 9 】

尚、前記センサとして、圧力センサを用いると、使用者の呼吸の状態を正確に検出でき、この圧力センサとしては、ダイアフラム式の圧力センサや、静電容量変化により圧力又は差圧を検出するセンサが挙げられる。

(5) 請求項5の発明では、前記センサにより、吸気又は呼気の状態を検出し、該センサの信号に基づいて、酸素濃縮気体の供給状態を制御する。

【 0 0 3 0 】

上述した様に、センサにより呼吸の状態を検出することによって、その呼吸の状態に合わせて、酸素濃縮気体の供給流量を調節することができる。

例えば、センサの信号に基づいて、呼吸サイクルにおける酸素濃縮気体の供給の開始又は終了のタイミングを決定することができる。

【 0 0 3 1 】

(6) 請求項6の発明では、センサの信号に基づいて、吸気又は呼気の状態を、例えば毎回、1又は複数回検出し、この検出した吸気又は呼気の状態に基づいて、その後の前記酸素濃縮気体の供給の開始又は終了のタイミングを決定する。

本発明では、記憶した過去のデータに基づいて、酸素濃縮気体の供給の開始又は終了のタイミングを決定する。

【 0 0 3 2 】

例えば、1回目の吸気の開始から2回目の吸気の開始までの時間を計測すれば、1呼吸サイクルの時間が分かるので、次回は、その吸気の開始から所定の期間（例えば呼吸サイクルの1/3の期間）を、吸気期間として設定し、その吸気期間にわたり高流量にて酸素濃縮気体を供給する。この動作は、常に繰り返すことが望ましい。

【 0 0 3 3 】

これにより、各使用者の吸気期間及び呼気期間にわたり、正確に適量の酸素濃縮気体を供給できるので、使用者にとって違和感が少ないという効果がある。

尚、データから吸気期間が算出されるまでは、吸気期間として所定の固定値を用いることができる。

【 0 0 3 4 】

また、複数回のデータの平均を取ることで、吸気期間の算出の精度が高まるので、例えば常に過去複数回の平均値を用いて吸気期間を適宜更新するようにしてもよい。

(7) 請求項7の発明では、酸素出口に到る酸素濃縮気体のメインの供給経路に、その流路の開閉状態を調節する制御部材（例えば電磁弁）を配置するとともに、制御部材をバイパスするバイパス流路を設けている。

【 0 0 3 5 】

従って、このバイパス流路により、たとえメインの供給経路が遮断されている場合でも、常に所定流量（例えば第2流量）の酸素濃縮気体を供給することができる。

例えば呼吸同調を行う場合に、制御部材によりメインの供給経路を開閉することにより、そのメインの流量を変化させたときでも、常に所定流量を確保できるので、使用者にとって違和感が少ないものとなる。

【 0 0 3 6 】

(8) 請求項8の発明では、バイパス流路に、その流量を調節する流量調節器を設けている。

よって、本発明では、流量調節器によりバイパス流量（例えば第2流量）を調節することができる。

【 0 0 3 7 】

(9) 請求項9の発明は、空気中から酸素を濃縮して酸素濃縮気体とし、呼吸同調機能によって、前記酸素濃縮気体を使用者の吸気に応じて供給する酸素濃縮器であって、前記呼吸同調を行う場合には、前記酸素濃縮気体を、呼吸サイクルの吸気期間にて、連続的に供給可能な連続ベース流量を上回る第1流量で供給し

、且つ、前記呼吸サイクルの呼気期間にて、前記連続ベース流量を下回る第 2 流量で供給することを特徴とする酸素濃縮器を要旨とする。

【 0 0 3 8 】

本発明では、前記請求項 2 と同様に、連続的に供給可能な連続ベース流量（即ち連続して供給できる最大流量である連続供給能力）として、例えば 3 L 機では毎分 3 L の連続ベース流量が設定されている場合に、呼吸同調を行うときには、呼吸サイクルの吸気期間にて、酸素濃縮気体を連続ベース流量を上回る第 1 流量（例えば毎分 5 L）で供給する。また、呼吸サイクルの呼気期間にて、連続ベース流量を下回る第 2 流量（例えば毎分 2 L）で供給する。

【 0 0 3 9 】

つまり、本発明では、呼吸サイクルの吸気期間と呼気期間にかかわらず、酸素濃縮気体を供給するのであるが、吸気期間では高流量供給し、呼気期間では低流量供給する。

この様に、本発明では、吸気期間に酸素濃縮気体を高流量供給できるとともに、呼気期間にもある程度の流量を供給できるので、センサによる呼吸同調の遅れがなく、通常の呼吸と同様に、使用者にとって違和感のない呼吸ができる。しかも、呼吸同調をミスした場合も、ある程度の酸素濃縮気体が確保できるので、安全性が高いという顕著な効果を奏する。

【 0 0 4 0 】

また、本発明では、呼気期間には、連続ベース流量を下回る低流量の酸素濃縮気体を供給できれば良いので、例えば 3 L 機のような小さな体格（重量及び容積）の装置で済む。つまり、小さい体格の装置であるにもかかわらず、必要な場合（呼吸同調における吸気期間）には、高流量の酸素を供給することができる。

【 0 0 4 1 】

よって、本発明によれば、前記請求項 2 にて示した①～③の効果が得られる。

（10）請求項 10 の発明では、呼吸同調を行わない場合には、酸素濃縮気体を、連続的に供給可能な連続ベース流量以下の第 3 流量で供給する。

本発明では、前記請求項 3 と同様に、呼吸同調をしない場合（即ち連続供給する場合）には、連続ベース流量以下の低流量の酸素濃縮気体を供給できれば良い

ので、例えば3 L機の小さな体格（重量及び容積）の装置で済む。つまり、小さい体格の装置であるにもかかわらず、必要な場合（呼吸同調を行う場合）には、高流量の酸素を供給することができるという顕著な効果を奏する。

【 0 0 4 2 】

よって、本発明によれば、前記請求項2にて示した①～③の効果が得られる。

(11) 請求項11の発明では、呼吸同調を行う場合には、使用者の呼吸サイクルの25～40%に当たる吸気期間に、前記第1流量の酸素濃縮気体を供給する。

【 0 0 4 3 】

通常、吸気期間は呼吸サイクルの1/3程度であるが、使用者やその状態により多少は異なる。そこで、本発明では、使用者に応じて、その呼吸サイクルの25～40%にあたる吸気期間に、高流量の酸素濃縮気体を供給することができる。

【 0 0 4 4 】

(12) 請求項12の発明では、連続ベース流量が毎分4 L以下である。

つまり、連続ベース流量が毎分4 L以下の小型の装置では、上述した様に、運搬、電気代、騒音等の点で優れているが、本発明では、毎分4 L以下の小型の装置において、呼吸同調を行うことにより、それ以上の高流量（例えば毎分5 L～7 L）の酸素濃縮気体を供給できるので、上述した小型の装置による利点を最大限に生かすことができる。

【 0 0 4 5 】

(13) 請求項13の発明では、酸素濃縮気体の供給経路において、酸素濃縮部（例えば酸素を吸着して濃縮を行う部分）の下流側に、呼吸タイミングの呼気期間に供給される酸素濃縮気体を蓄えるタンクを備えている。

従って、本発明では、呼気期間に、このタンクに十分に酸素濃縮気体を蓄えることができる。

【 0 0 4 6 】

(14) 請求項14の発明では、酸素濃縮気体の供給経路において、酸素濃縮部の下流側に、酸素濃縮気体の安定供給のために、複数のタンクを直列に接続し

ている。

例えば連続ベース流量が毎分 3 L のような小型の装置において、呼吸同調を行って高流量の酸素濃縮気体を吸気期間に供給しようとする、酸素濃縮気体の供給流量の変化に起因する圧力変動が、酸素濃縮部側に影響を及ぼす可能性があるが、本発明では、複数のタンクを直列に接続しているので、たとえ圧力変動が発生した場合でも、これらのタンクにて、その圧力変動が吸収される。

【0047】

従って、酸素濃縮部側に圧力変動が及ばないので、安定した酸素濃縮（例えば窒素の吸着）を行うことができ、安定した酸素濃縮気体の供給を行うことができる。

（15）請求項 15 の発明では、500 mL 以上（例えば 750 mL 程度）のタンクを直列に 2 個接続している。

【0048】

本発明では、例えば酸素濃縮気体の連続ベース流量が毎分 3 L（3 L 機）などの小型の装置において、どの程度の容量のタンクを接続するかを示している。この容量のタンクの場合には、呼気期間にて、十分に酸素濃縮気体を蓄積できる。

つまり、例えば 3 L 機の場合には、500 mL 以上のタンクを 2 個接続すれば、上述した圧力変動により影響を効果的に防止することができる。

【0049】

（16）請求項 16 の発明では、複数のタンクの間、酸素濃縮部側への逆流を防止する逆止弁を配置している。

従って、上述した圧力変動がある場合でも、その影響をこの逆止弁にて阻止できるので、圧力変動による悪影響を防止することができる。

【0050】

（17）請求項 17 の発明では、連続ベース流量以下の第 3 流量に設定された場合には、酸素濃縮気体を連続して供給し、連続ベース流量を上回る第 1 流量に設定された場合には、呼吸同調による酸素濃縮気体の供給の制御に切り換えるスイッチ（マニュアルスイッチ）を備えている。

【0051】

例えば連続ベース流量が毎分 3 L である場合には、設定流量を毎分 3 L 以下の範囲でマニュアルスイッチを操作することにより、（実際に連続して供給する流量である）第 3 流量を所望の値に設定することができる。

また、設定流量をマニュアルスイッチにより、毎分 3 L を超える値に設定した場合には、自動的に、呼吸同調を行う制御に切り替わる。例えば毎分 5 L に設定した場合には、呼吸同調により、吸気期間に毎分 5 L を供給する制御に変更される。

【 0 0 5 2 】

（ 1 8 ）請求項 1 8 の発明は、前記酸素濃縮器の動作の制御を行う制御装置を示しており、この制御装置は、酸素濃縮器と一体（内蔵）であってもよいが、酸素濃縮器と別体であってもよい。

（ 1 9 ）請求項 1 9 の発明は、前記制御装置の機能を実現するための手段（例えばプログラム）を記録したことを特徴とする記録媒体を示している。

【 0 0 5 3 】

つまり、上述した制御装置をコンピュータシステムにて実現する機能は、例えば、コンピュータシステム側で起動するプログラムとして備えることができる。このようなプログラムの場合、例えば、フロッピーディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、ハードディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録し、必要に応じてコンピュータシステムにロードして起動することにより用いることができる。その他、ROM やバックアップ RAM をコンピュータ読み取り可能な記録媒体として前記プログラムを記録しておき、この ROM あるいはバックアップ RAM をコンピュータシステムに組み込んで用いても良い。

【 0 0 5 4 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の酸素濃縮器及びその制御装置並びに記録媒体の実施の形態の例（実施例）を、図面を参照して説明する。

（実施例）

本実施例では、制御装置を内蔵した医療用酸素濃縮器（以下酸素濃縮器と記す）の場合を例に挙げる。

【 0 0 5 5 】

本実施例の酸素濃縮器は、空気中から窒素を吸着して除去することにより、酸素を濃縮し、使用者である患者に対して、連続ベース流量以下の第 3 流量（例えば毎分 3 L）の酸素濃縮気体を連続して供給し、また、必要に応じて呼吸同調に切り換えることにより、患者の吸気期間にわたり、連続ベース流量より多い第 1 流量（例えば毎分 5 L）の酸素濃縮気体を供給でき、しかも、呼気期間にわたり、連続ベース流量より少ない第 2 流量（例えば毎分 2 L）の酸素濃縮気体を供給でき装置である。

【 0 0 5 6 】

a) まず、酸素濃縮器の基本構成について説明する。

図 1 に示す様に、本実施例の酸素濃縮器 1 は、本体ケース 3 に収容されており、その空気の導入路 5 は、上流側より、空気取入口 7、ゴミや埃を除去する吸気フィルタ 9、吸気の際の音を低減する吸音器 1 1、空気を圧縮するコンプレッサ 1 3、圧縮された空気を冷却する熱交換器 1 5、三方向の流路を切り換える一对の切替弁 1 7 a、1 7 b（1 7 と総称する）、及び一对の吸着筒 1 9 a、1 9 b（1 9 と総称する）が設けられている。

【 0 0 5 7 】

尚、コンプレッサ 1 3 及び熱交換器 1 5 の近傍には、それを冷却するシロッコファン 2 1 が設けられている。

また、一对の吸着筒 1 9 から窒素を排気する排気路 2 3 には、切替弁 1 7 から、前記と同様な吸音器 2 5、及び断続的な排気音を消すサイレンサ 2 7 が設けられている。

【 0 0 5 8 】

更に、一对の吸着筒 1 9 から、酸素濃縮気体を供給する供給路 2 9 の構成として、その上流側から、吸着筒 1 9 側への逆流を防止する一对の逆止弁 3 1 a、3 1 b、酸素濃縮気体を溜める第 1 の製品タンク 3 3、第 1 の製品タンク 3 3 側への逆流を防止する逆止弁 3 5、酸素濃縮気体を溜める第 2 の製品タンク 3 7、第 2 の製品タンク 3 7 側への逆流を防止する逆止弁 3 9、酸素の圧力を低下させるレギュレータ 4 1、細菌等の通過を防止するバクテリアフィルタ 4 3、供給する

酸素濃縮気体の流量を設定する流量設定器 4 5、メイン流路 2 9 a を開閉する電磁弁 4 7、及び酸素濃縮気体が供給される酸素出口 4 9 が設けられている。

【 0 0 5 9 】

また、前記供給路 2 9 につながるメイン流路 2 9 a には、前記電磁弁 4 7 をバイパスするバイパス流路 5 0 が設けられ、このバイパス流路 5 0 には、バイパス流路 5 0 を流れる酸素濃縮気体の流量（第 2 流量）を調節する流量調整器 5 2 が設けられている。

【 0 0 6 0 】

更に、本実施例では、前記酸素出口 4 9 とは別に、（酸素濃縮気体 that 供給されない）呼吸検知口 5 4 が設けられており、この呼吸検知口 5 4 には、吸気の際の圧力を検出する圧力センサ 5 3 が配置されている。

尚、逆止弁 3 9 とレギュレータ 4 1 との間には、酸素濃度を検出する酸素センサ 5 1 が配置されている。

【 0 0 6 1 】

そして、本実施例の酸素濃縮器 1 では、図中の点線で示すように、コンプレッサ 1 3 をはじめ、吸気フィルタ 9、吸音器 1 1、2 5、熱交換器 1 5、切替弁 1 7、サイレンサ 2 7、シロッコファン 2 1 を、振動吸収ゴム及び吸音材で内貼りした金属ケース 5 7 内に納め、運転時の騒音を押さえている。

【 0 0 6 2 】

上述した構成を備えた酸素濃縮器 1 は、連続ベース流量が毎分 3 L の小型の装置であり、重量 3 2 k g、消費電力 2 1 0 W、運転音は 3 0 d B 以下である。

b) 次に、上述した各構成について、更に詳細に説明する。

前記一対の切替弁 1 7 は、制御装置 5 9 により制御されて駆動する三方向弁であり、それぞれの切替弁 1 7 の切替動作により、熱交換器 1 5 と吸着筒 1 9 を連通し且つ吸着筒 1 9 と排出路 2 3 を遮断する状態と、熱交換器 1 5 と吸着筒 1 9 を遮断し且つ吸着筒 1 9 と排出路 2 3 を連通する状態とに切り替える。

【 0 0 6 3 】

前記一対の吸着筒 1 9 内には、ゼオライト系の吸着剤が充填されており、この吸着剤は、（例えば 2 気圧（ゲージ圧）程度まで）加圧すると空気中の窒素を優

先的に吸着し、（例えば大気圧まで）圧力を下げると吸着した窒素を放出して吸着剤自身の再生を行うという性質を持つ。

【0064】

前記両製品タンク33、37は、それぞれ750mLの容量を持つものであり、この両製品タンク33、37により、酸素濃縮気体の溜めが作られている。

つまり、この製品タンク33、37により、酸素濃縮気体の供給の変動を緩和して連続性を持たせている。また、呼吸同調の際に高流量と低流量に切り替えて供給する場合でも、十分な供給能力を確保し、しかも、酸素濃縮気体の供給の変化に起因する圧力変動が吸着筒19側に及ばないようにしている。

【0065】

尚、ここで、タンク容量を750mLにしたのは、2つの製品タンク33、37で2気圧にて合計1.5L、従って大気圧に換算すると最大4.5Lの酸素濃縮気体を溜めることができるからであり、このタンク容量であれば、吸気期間に、（連続ベース流量の毎分3Lを下回る）呼気期間における連続流量の毎分2Lと製品タンク33、37からの供給能力の3Lを合わせて、合計毎分5Lの酸素濃縮気体の供給が可能であるからである。尚、吸気期間：呼気期間の比が1：2の場合には、製品タンク33、37内に2L溜めることが可能である。

【0066】

前記両製品タンク33、37間に配置された逆止弁35は、両製品タンク33、37の機能と相まって、吸気同調の際に高流量と低流量に切り替える場合に、その圧力変動が吸着筒19側に及ばないようにしている。

前記レギュレータ41は、製品タンク33、37側から供給される2気圧の酸素濃縮気体の圧力を、患者が吸入し易い0.35気圧（ゲージ圧）に低下させるものである。

【0067】

前記流量設定器45は、マニュアルにて流量を設定できるものである。

つまり、連続ベース流量の毎分3Lまでは、オリフィスの調整により、連続流量（第3流量）を設定できる。また、オリフィスの調整により、その連続ベース流量を超える流量を設定する場合には、呼吸同調による制御に切り替え、呼気時

に溜めた酸素濃縮気体を放出し、設定した高流量（第 1 流量）の供給を可能な様にする。

【 0 0 6 8 】

前記酸素出口 4 9 には、図 2 に示す様に、患者が使用するカニユーラ（鼻カニユーラ） 5 6 からのびる第 1 チューブ 5 8 が接続される。従って、この酸素出口 4 9 からは、前記レギュレータ 4 1 及び流量設定器 4 5 にて、0. 3 5 気圧にて所定流量に調節された酸素濃縮気体が供給される。

【 0 0 6 9 】

前記呼吸検知口 5 4 には、図 2 に示す様に、前記カニユーラ 5 6 から分岐した第 2 チューブ 6 0 が接続される。従って、呼吸検知口 5 4 に設置された圧力センサ 5 3 により、圧力変化から吸気の開始のタイミングを検出することができる。

尚、カニユーラ 5 6 の一对の（鼻に挿入される）開口部 5 7、5 9 は、それぞれ半円状に 2 分割されており、一方の側の開口部 5 7 a、5 9 a は、第 1 チューブ 5 8 を介して酸素出口 4 9 に連通し、他方の開口部 5 7 b、5 9 b は、第 2 チューブ 6 0 を介して呼吸検知口 5 4 に連通している。

【 0 0 7 0 】

前記流量調整器 5 2 は、ニードルバルブにより流量を（任意の流量の）固定に設定する装置であり、ここでは、バイパス流量が毎分 2 L となる様に設定されている。従って、電磁弁 4 7 によりメイン流路 2 9 a が遮断されている場合でも、バイパス流路 5 0 を介して酸素濃縮気体の供給が可能である。

【 0 0 7 1 】

c) 次に、酸素濃縮器 1 の制御を行う制御装置 5 9 等の電氣的構成について説明する。

本実施例では、酸素濃縮器 1 の内部に、図 3 に示す様に、周知の CPU 5 9 a、ROM 5 9 b、RAM 5 9 c、入出力部 5 9 d、バスライン 5 9 e 等を備えたマイクロコンピュータを主要部とする制御装置 5 9 が配置されている。

【 0 0 7 2 】

この制御装置 5 9 は、入出力部 5 9 d に、流量設定器 4 5、酸素センサ 5 1、及び圧力センサ 5 3 が接続されるとともに、アクチュエータとして、切替弁 1 7

及び電磁弁 4 7 が接続されている。

従って、制御装置 5 9 は、流量設定器 4 5、酸素センサ 5 1、及び圧力センサ 5 3 から得られた信号に基づいて、所定の演算等を行って、切替弁 1 7 及び電磁弁 4 7 の駆動を制御する。

【 0 0 7 3 】

d) 次に、本実施例の酸素濃縮器 1 における主要な機能について説明する。

①酸素濃縮機能

本実施例では、一对の切替弁 1 7 により、熱交換器 1 5 と吸着筒 1 9 と排出路 2 3 の接続を切り替えて、吸着筒 1 9 における加圧の状態を変更することにより、空気中の酸素の濃縮を行う。

【 0 0 7 4 】

例えば一方の吸着筒 1 9 a と熱交換器 1 5 を、一方の切替弁 1 7 a にて連通した状態とし、その一方の吸着筒 1 9 a に、コンプレッサ 1 3 で圧縮空気を送り込んで加圧する。このとき、一方の吸着筒 1 9 a と排出路 2 3 は、一方の切替弁 1 7 a により遮断されている。

【 0 0 7 5 】

従って、この加圧により、吸着筒 1 9 a 内にて、空気中の窒素が吸着剤に吸着されて酸素が濃縮され、その酸素濃縮気体が供給路 2 9 側に供給される。

そして、一方の吸着筒 1 9 a の圧力が、窒素の吸着が可能な最大値である約 2 kg/cm^2 (約 2 気圧) に達したら、他方の切替弁 1 7 b を駆動して、今度は、他方の吸着筒 1 9 b 内を同様に加圧するようにする。このとき、一方の吸着筒 1 9 a と排出路 2 3 は、一方の切替弁 1 7 a により連通される。

【 0 0 7 6 】

従って、この切り替えにより、排出路 2 3 側に連通された前記一方の吸着筒 1 9 a では、圧力が大気圧まで低下するので、吸着剤から窒素の放出が行われ、吸着剤が再生する。それとともに、放出された窒素は、一方の吸着筒 1 9 a の減圧に伴って、排出路 2 3 を介して外部に排出される。

【 0 0 7 7 】

この様に、2 個の切替弁 1 7 を制御して、2 箇の吸着筒 1 9 の加圧を交互に繰

り返すことにより、90%以上（90～95%程度）の濃縮酸素を連続的に供給することができる。

つまり、これらの吸着筒19により、加圧時は酸素だけを抽出でき、その下流の第1及び第2の製品タンク33、37などを通り、高濃度の酸素を酸素出口49から供給することができる。

【0078】

尚、切替弁17を切り替えるタイミングは、吸着筒19内の圧力が2気圧に達した場合であるが、ここでは、圧力センサによりそのタイミングを決定するのに代えて、タイマーを利用して切り替えを行う。

つまり、コンプレッサ13の機能は、それほど変動しないので、所定時間経過すれば、吸着筒19内は2気圧に達する。従って、所定時間毎に両切替弁17を駆動して、加圧する及び排気する吸着筒19を変更するのである。

【0079】

②呼吸同調機能

ここでは、マニュアルスイッチである流量設定器45によって、連続ベース流量より多い例えば毎分5Lの流量に設定され、それによって、呼吸同調の制御が開始される場合を考える。

【0080】

マニュアル操作により流量設定器45にて毎分5Lの流量が設定される場合には、内部のオリフィスの組み合わせによって、毎分5Lの流量の供給が可能な状態になる。

このとき、流量調整器52によりバイパス流量は毎分2Lに調節されているので、呼吸サイクルの全期間にわたり、少なくとも毎分2Lの酸素濃縮気体の供給が可能である。詳しくは、呼気期間にわたり、毎分2Lの酸素濃縮気体の供給が可能である。

【0081】

また、呼吸検知口54の近くに接続された高感度の圧力センサ（例えば半導体圧力センサ）53は、患者がカニューラ56を通して酸素を吸気した時のわずかの負圧（0.4 mmH₂O）を検知し、図4に示すように、患者の呼吸サイクル

における吸気期間にわたり高流量（毎分 5 L）の酸素濃縮気体を供給するように、電磁弁 4 7 を開閉する制御を行う。

【0 0 8 2】

つまり、一般的に人の呼吸サイクルでは、吸気は 1 / 3、呼気は 2 / 3 の時間を占めるので、この吸気期間に、連続ベース流量より高流量の酸素濃縮気体を供給するように、吸気期間にわたり、電磁弁 4 7 によりメイン流路 2 9 a を開く。

即ち、全体の流量は流量設定器 4 5 により毎分 5 L に設定されているので、吸気期間においては、バイパス流路 5 0 の毎分 2 L とメイン流路 2 9 a の毎分 3 L の合計毎分 5 L の流量の酸素濃縮気体を、患者に供給することができる。

【0 0 8 3】

一方、呼気期間は、電磁弁 4 7 によりメイン流路 2 9 a が遮断されるが、そのときは、上述した様に、バイパス流路 5 0 により毎分 2 L の流量のみが、患者に供給されるのである。

これにより、患者は、本当に酸素を吸う時だけ多くの酸素濃縮気体が供給さ、また、呼気期間はその供給が少なくなるので、呼気期間にその分だけ製品タンク 3 3、3 7 に酸素濃縮気体を貯えることができる。

【0 0 8 4】

つまり、この酸素濃縮器 1 の能力は毎分 3 L（3 L 機）であることから、毎分 3 L を超える流量を必要とする患者が使用する時は、呼吸同調するように電氣的に切り替える。これにより、製品タンク 3 3、3 7 に貯められた 2 L 分の酸素濃縮気体を利用して、合計毎分 5 L の高流量の酸素濃縮気体を供給できるようになる。

【0 0 8 5】

また、本実施例では、圧力センサ 5 3 で吸気を検知し、制御装置 5 9 により、過去 2 から 5 回の平均値から平均呼吸サイクル時間を演算し、この時間の 1 / 3 の時間を吸気期間であるとみなして、その吸気期間にわたり、電磁弁 4 7 を開けて酸素濃縮気体を患者に供給する。

【0 0 8 6】

e) 次に、本実施例の制御装置 5 9 にて行われる制御処理の要部を、図 4 のフ

ローチャートに基づいて説明する。

①流量設定の基本制御

まず、流量設定器 4 5 によって実際に供給する流量を設定する場合の基本制御について説明する。

【 0 0 8 7 】

図 4 のステップ 1 0 0 にて、流量設定器 4 5 の流量の設定が、連続ベース流量の毎分 3 L 以下であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ 1 1 0 に進み、一方否定判断されるとステップ 1 2 0 に進む。

ステップ 1 1 0 では、設定流量が毎分 3 L 以下の低流量であるので、呼吸同調を行わない場合、即ち連続供給を行う場合であると見なして、その設定流量（第 3 流量）に合わせてオリフィスを調節して、酸素濃縮気体を連続供給し、一旦本処理を終了する。尚、このとき、電磁弁 4 7 は開いている。

【 0 0 8 8 】

一方、ステップ 1 2 0 では、設定流量に合わせてオリフィスを調整すると同時に、その設定流量が毎分 3 L を上回る高流量（第 1 流量）であるので、呼吸同調を行う場合、即ち呼吸サイクルの吸気期間に高流量の酸素濃縮気体を供給する場合であると見なして、毎分 5 L の酸素濃縮気体を供給できるように、電磁弁 4 7 を閉じて、製品タンク 3 3、3 7 に酸素濃縮気体を溜める。尚、このとき、バイパス流路 5 0 を介して毎分 2 L の酸素濃縮気体が供給される。

【 0 0 8 9 】

続くステップ 1 3 0 では、患者の吸気のタイミングを検出するために、圧力センサ 5 3 からの信号に基づいて、呼吸検出口 4 9 近傍における圧力を求める処理を行う。

続くステップ 1 4 0 では、呼吸同調のために電磁弁 4 7（従ってメイン流路 2 9 a）を開閉する制御を行う。つまり、後述するように、呼吸サイクルの吸気期間には高流量の酸素濃縮気体を供給し、呼気期間には低流量の酸素濃縮気体の供給するように、その開閉制御を行って、一旦本処理を終了する。

【 0 0 9 0 】

②電磁弁 4 7 の制御

次に、前記ステップ140にて行われる電磁弁47の制御について説明する。

図5のステップ200にて、圧力センサ53による検出結果に基づいて、吸気の開始のタイミングであるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ210に進み、一方否定判断されると一旦本処理を終了する。つまり、圧力が所定の判定値（例えば $-0.4 \text{ mmH}_2\text{O}$ ）以下に低下した場合には、吸気が開始されたと判定する。

【0091】

ステップ210では、患者の吸気が開始されたので、それに応じて、電磁弁47を開く制御を行う。

続くステップ220では、吸気の開始を検出したタイミング（時刻）を、例えばRAM59cに記憶する。

【0092】

続くステップ230では、呼吸同調制御に切り替わってから、所定回数（例えば3回）以下の呼吸サイクルにおける処理であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ240に進み、一方否定判断されるとステップ270に進む。

【0093】

ステップ240では、呼吸サイクルが2回以下であるので、電磁弁47を閉じるタイミング（即ち吸気期間の終了のタイミング）として、予め設定されたタイミングである固定値（例えば吸気の開始から4秒後）をセットする。

尚、ここで、固定値として4秒を設定したのは、人の呼吸回数（1分間あたり）は、一般的に平均として20回であるが、5回から50回の幅が予想されるので、最低の5回の場合呼吸サイクルは12秒で吸気時間はその $1/3$ で4秒となり、その最長の値を設定したからである。

【0094】

続くステップ250では、吸気期間の終了のタイミングに到るまで待機する。

続くステップ260では、吸気期間の終了のタイミングに到ったので、電磁弁47を閉じて、メイン流路29aからの酸素濃縮気体の供給を停止し、一旦本処理を終了する。

【0095】

尚、電磁弁47によりメイン流路29aが遮断された場合でも、バイパス流路50から毎分2Lの流量の酸素濃縮気体の供給は継続される。

一方、前記ステップ230にて否定判断されて進むステップ270では、既に3回以上の吸気の開始（従って2回の呼吸サイクル）が検出されたので、その2回の呼吸サイクルにおける吸気のタイミングのデータから、呼吸サイクルの平均値を求め、その平均値の1/3を吸気期間として算出する。この平均値は、常に最新の呼吸サイクルを加えて算出されて、最新の値に置き換えられる。

【0096】

続くステップ280では、電磁弁47を閉じるタイミング（即ち吸気期間の終了のタイミング）として、前記ステップ270にて算出した吸気期間を用い、吸気の開始からその吸気期間後をセットする。

その後、前記と同様に、ステップ250に進み、吸気期間の終了のタイミングに到るまで待機し、続くステップ260にて、吸気期間の終了のタイミングで、電磁弁47を閉じて、メイン流路29aからの酸素濃縮気体の供給を停止し、一旦本処理を終了する。

【0097】

f) この様に、本実施例の酸素濃縮器1は、毎分3Lの酸素濃縮気体を連続的に供給できる小型の装置であるが、流量調節器45により、その連続ベース流量を上回る流量に設定された場合には、自動的に呼吸同調制御を開始して、吸気期間にわたり、毎分5Lの高流量の酸素濃縮気体を患者に供給するとともに、呼気期間にわたり毎分2Lの低流量の酸素濃縮気体を患者に供給する。

【0098】

従って、本実施例の酸素濃縮器1によれば、①容積や重さが増加しないので、ディーラーや介護者の運搬の負担が少ない、②消費電力が増加しないので、電気代が少ない、③騒音が少なく患者の安眠の妨げにならず、また、騒音の対策を施した場合でも、それほど容積や重さが増加しない等の効果がある。

【0099】

しかも、本実施例では、吸気期間だけでなく、呼気期間にも酸素濃縮気体を供

給するので、通常の呼吸状態に近くなり、患者にとって違和感が極めて少ないという顕著な効果がある。また、圧力センサ 5 3 による吸気検出ができなかった場合でも、常に低流量の酸素濃縮気体を連続して供給しているので、安全性が高いという効果もある。

【 0 1 0 0 】

特に本実施例では、酸素出口 4 9 とは別に呼吸検知口 5 4 を設け、その呼吸検知口 5 4 に圧力センサ 5 3 を配置しているので、呼吸同調の際に酸素濃縮気体の供給流量を変えて連続して供給する場合でも、患者の呼吸サイクルの吸気の開始のタイミングを正確に検知することができる。

【 0 1 0 1 】

従って、この検知した吸気の開始のタイミングに基づいて、適切なタイミングで酸素濃縮気体の供給流量を変更することができる。

また、本実施例では、患者の呼吸サイクルのデータを蓄積し、そのデータから吸気期間を求めるので、正確な値が得られるという利点がある。

【 0 1 0 2 】

更に、本実施例では、7 5 0 m L の製品タンク 3 3、3 7 を直列に配置し、更にその間に逆止弁 3 5 を配置しているので、呼吸同調制御によって酸素濃縮気体の供給流量が変化した際に、圧力変動が発生した場合でも、その影響が吸着筒 1 9 側に及ぶことを防止できる。

【 0 1 0 3 】

尚、本発明は前記実施例になんら限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において種々の態様で実施しうることはいうまでもない。

(1) 前記実施例では、酸素濃縮器及び制御装置について述べたが、本発明は、それらに限らず、上述した処理を実行させる手段を記憶している記録媒体にも適用できる。

【 0 1 0 4 】

この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置 (ROM、RAM、EPROM、EEPROM 等)、マイクロチップ、フロッピーディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つ

まり、上述した酸素濃縮器や制御装置の処理を実行させることができる例えばプログラム等の手段を記憶したものであれば、特に限定はない。

【0105】

(2) また、前記実施例では、制御装置が酸素濃縮器に内蔵されている装置について述べたが、制御装置は、酸素濃縮器と別体であってもよい。

例えば図6に示す様に、流量設定器61、流量調整器63、電磁弁65、圧力センサ67、及び制御装置69などを含むコントローラ71を、その他のコンプレッサ13や吸着筒19などの大型の構成を収納する本体ケース3側と分離してもよい。

【0106】

この場合には、本体ケース3側の酸素出口49からコントローラ71側の酸素入口73に酸素濃縮気体の供給路となるチューブ75を伸ばし、コントローラ71に設けた酸素出口77に、図示しないカニユーラから伸びるチューブを接続する構成を採用できる。

【0107】

また、この時には、酸素出口77とは別に（前記カニユーラから分岐したチューブを接続する）呼吸検知口79を設け、この呼吸検知口79に圧力センサ67を配置する。

これにより、コントローラ71のみを、患者などの手元に配置できるので、操作が容易になるという利点がある。

【0108】

尚、手元のコントローラ71側に分離する構成としては、コントローラ71の体格等を考慮して、適宜選択して配置すればよい。

【0109】

【発明の効果】

請求項1の発明では、酸素出口とは別に呼吸検知口を設けているので、この呼吸検知口に例えば圧力センサを設けることにより、呼吸サイクルを正確に検出することができる。よって、呼吸同調制御を好適に行うことができる。

【0110】

また、請求項 9 の発明では、呼吸同調を行う場合に、吸気期間にわたり高流量の酸素濃縮気体を供給するとともに、呼気期間にわたり低流量の酸素濃縮気体を供給することにより、出来る限り連続流タイプのものに近づけているので、違和感が極めて少ない。

【0 1 1 1】

しかも、この様な呼吸同調制御を実施することにより、例えば 3 L 機のような小型機による利点を持ちながら、例えば 5 L 機のような大型機としても利用できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 実施例の酸素濃縮器の基本構成を示す説明図である。

【図 2】 実施例の酸素濃縮器に制御装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 3】 カニユーラのチューブの接続状態を示す説明図である。

【図 4】 呼吸サイクルを示す説明図である。

【図 5】 実施例の制御装置による基本制御処理を示すフローチャートである。

【図 6】 実施例の制御装置による電磁弁の制御処理を示すフローチャートである。

【図 7】 他の実施例の酸素濃縮器の構成を示す説明図である。

【符号の説明】

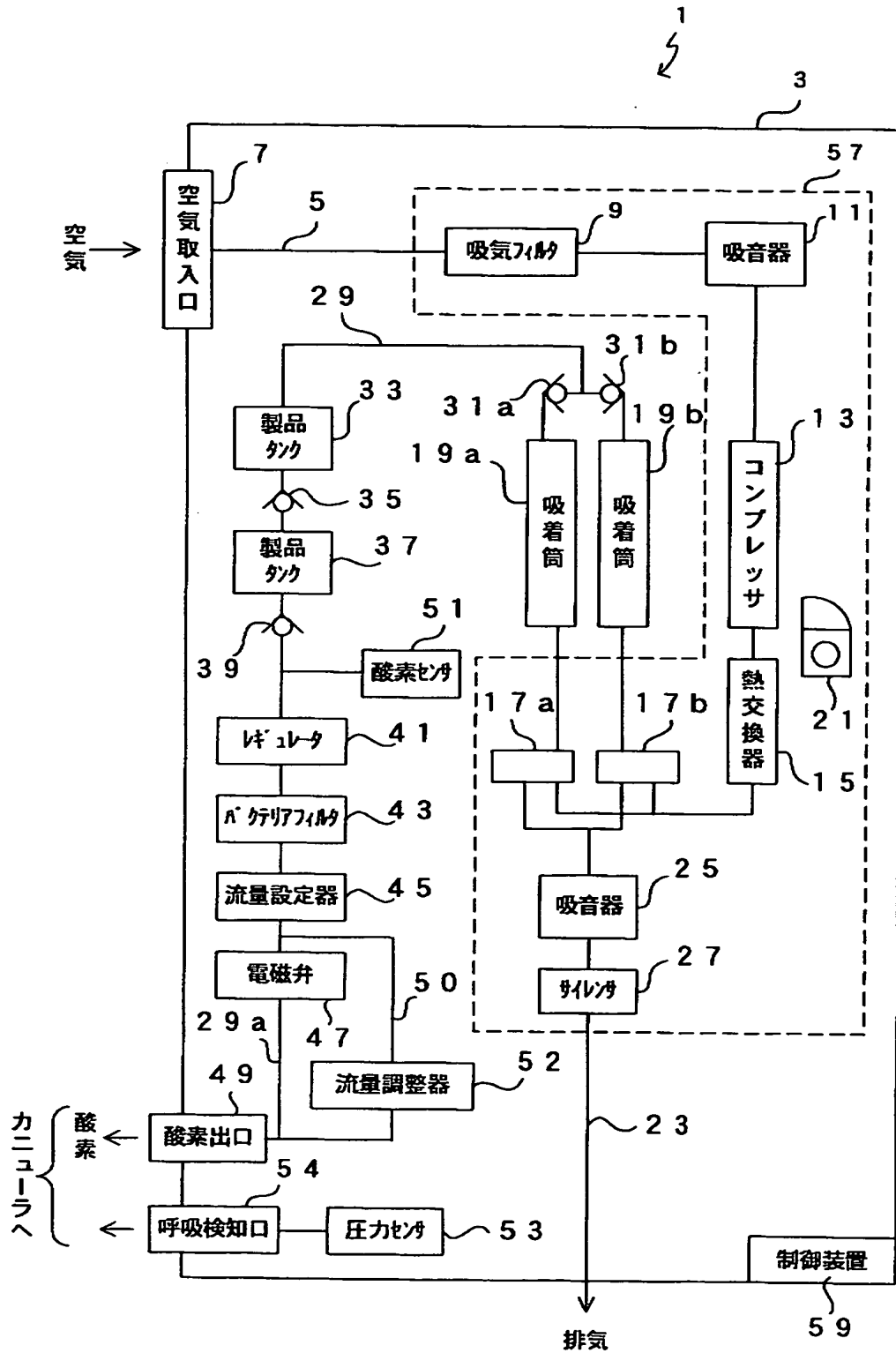
1 …酸素濃縮器	1 9 a、1 9 b、1 9 …吸着筒
1 7 a、1 7 b、1 7 …切替弁	2 9 a …メイン流路
3 3、3 7 …製品タンク	3 1 a、3 1 b、3 5、3 9 …逆止弁
4 5、6 1 …流量設定器	4 4、6 5 …電磁弁
5 0 …バイパス流路	5 3、6 7 …圧力センサ
5 4、7 9 …呼吸検知口	5 9、6 9 …制御装置

特 2 0 0 0 - 2 8 7 1 0 9

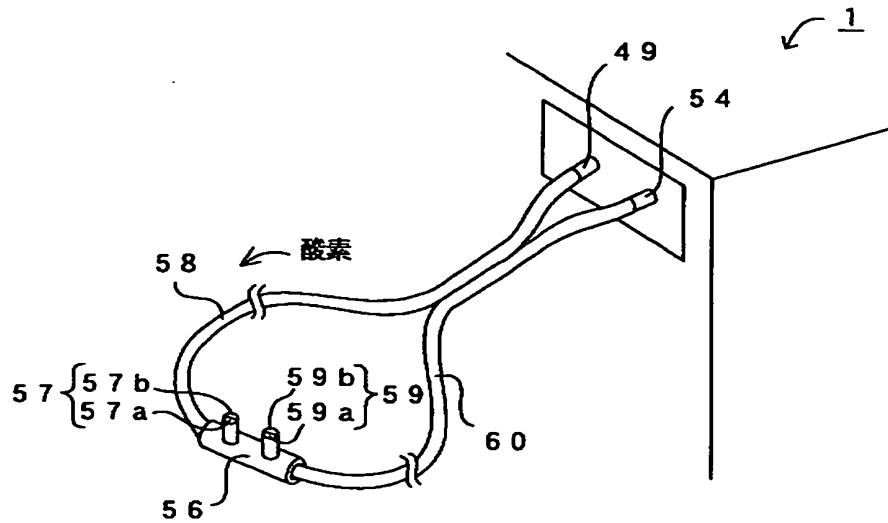
【書類名】

図面

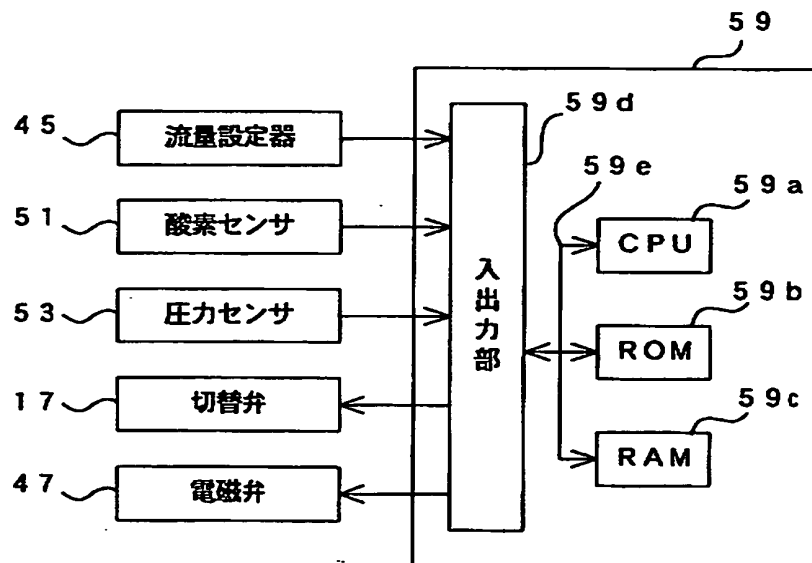
【図1】



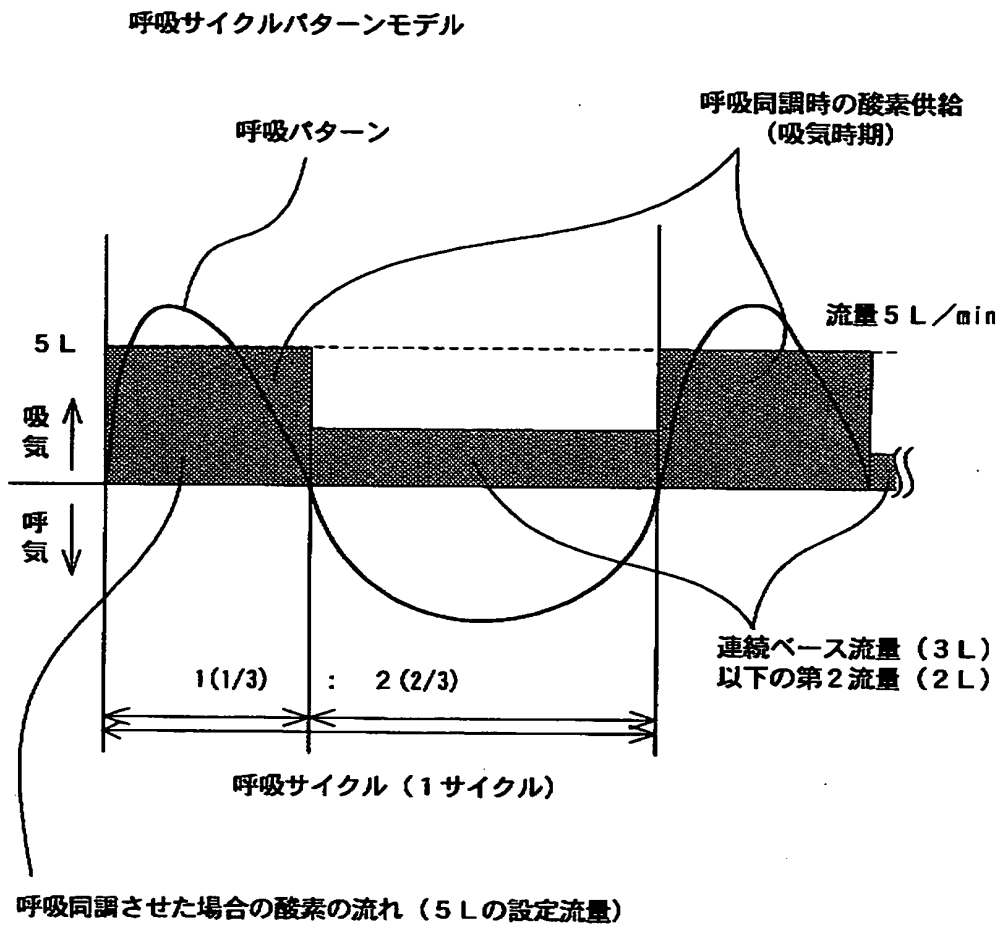
【図 2】



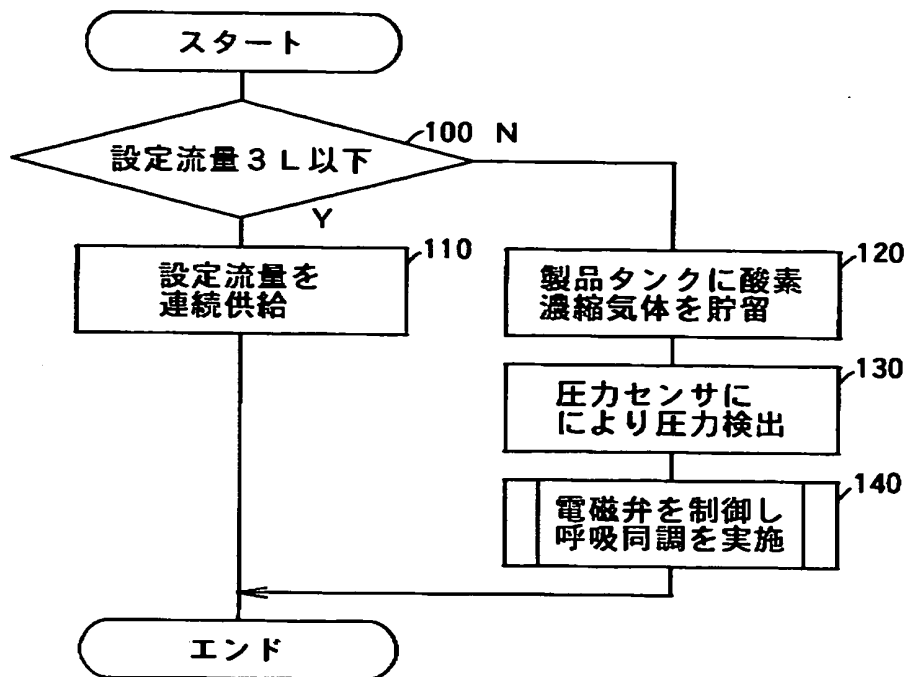
【図 3】



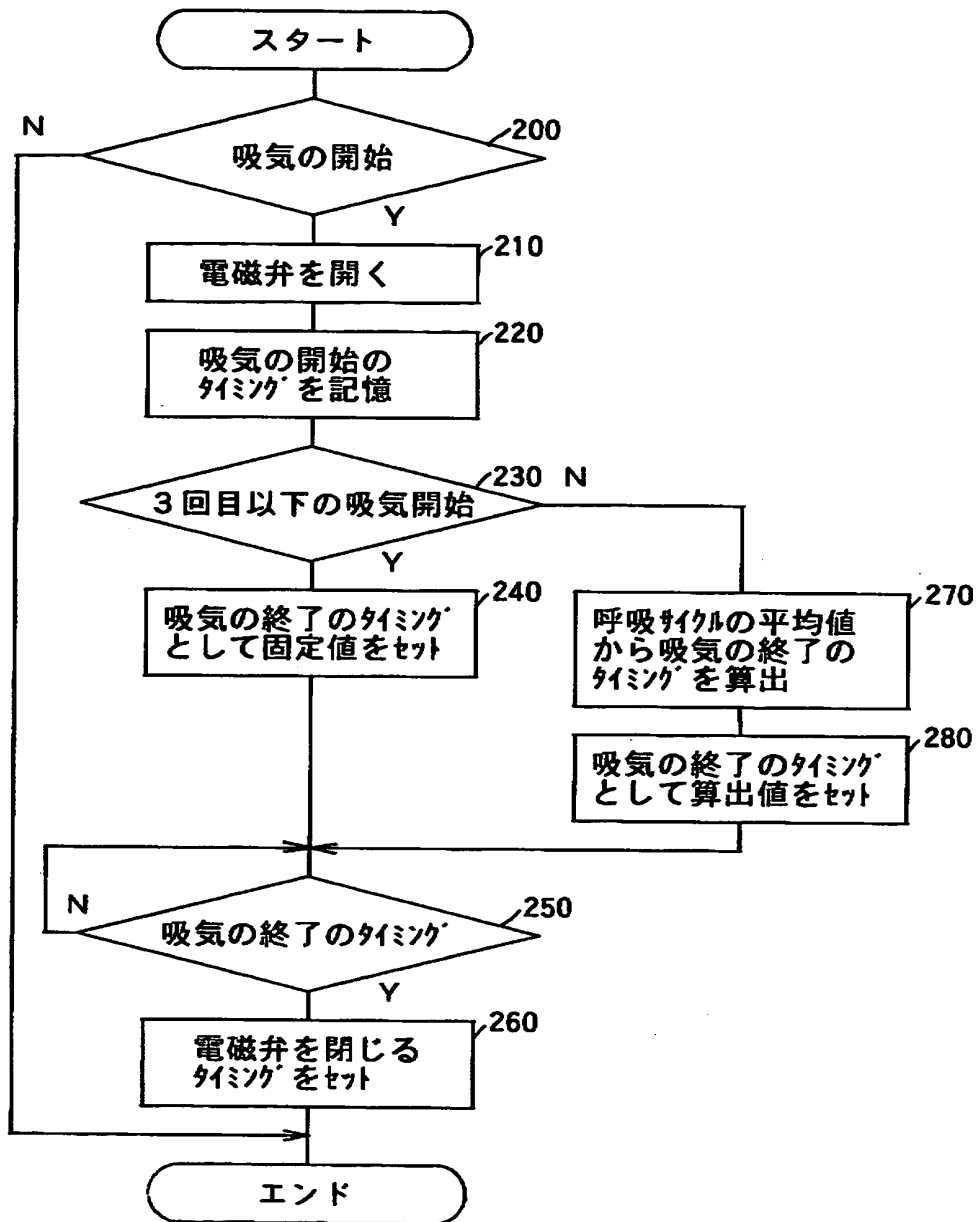
【図 4】



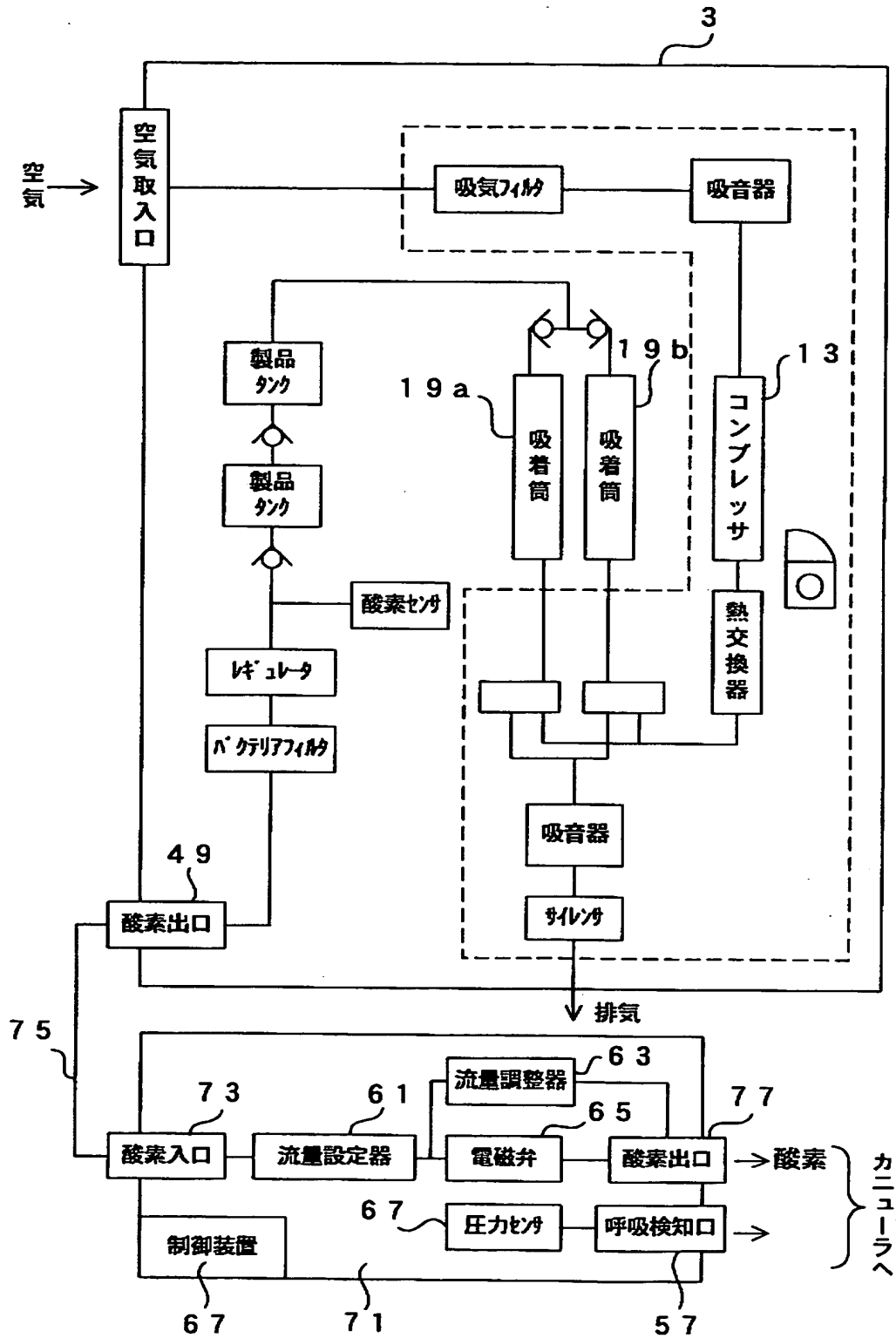
【図 5】



【図 6】



【図7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 小型の装置で高流量の酸素濃縮気体を違和感なく供給できる酸素濃縮器及びその制御装置並びに記録媒体を提供すること。

【解決手段】 ステップ100にて、流量設定器45の流量の設定が、連続ベース流量の毎分3L以下であるかを判定する。ステップ110では、設定流量が毎分3L以下の低流量であるので、呼吸同調を行わない（連続供給を行う）場合であるとして、その設定流量に合わせて、酸素濃縮気体を連続供給する。一方、ステップ120では、設定流量が毎分3Lを上回る高流量であるので、呼吸同調を行う場合であるとして、毎分5Lの供給が可能な開度にオリフィスを設定する。ステップ140では、呼吸同調のために電磁弁47を開閉する制御を行う。これにより、呼吸サイクルの吸気期間には、酸素濃縮気体を高流量（毎分5L）供給し、呼気期間にはバイパス流路50を介して酸素濃縮気体を低流量（毎分2L）供給する。

【選択図】 図5

特2000-287109

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000004547]

1. 変更年月日 1990年 8月 8日

[変更理由] 新規登録

住 所 愛知県名古屋市瑞穂区高辻町14番18号

氏 名 日本特殊陶業株式会社